Desarrollo de una herramienta de simulación para explicar los procesos hemodinámicos cardiovasculares en las regurgitaciones valvulares.

Resumen

Entre las enfermedades del sistema cardiovascular se encuentran las valvulopatías, que son enfermedades propias de las válvulas del corazón. Las valvulopatías se dividen en estenosis y en insuficiencias o regurgitación.

En nuestro trabajo solo tomaremos en cuenta las regurgitaciones de las cuatro válvulas, es decir, regurgitación tricúspide, regurgitación mitral, regurgitación pulmonar y regurgitación aórtica. Se implementó un circuito con dos ventrículos y dos aurículas separadas de la circulación sistémica y pulmonar, todo esto con el objetivo de desarrollador una simple estrategia educativa que permite a través de un circuito eléctrico y la aplicación de la ley de Kirchhoff de corrientes y la ley de Ohm enseñar a simular el comportamiento de los procesos de diástole y sístole del sistema cardiovascular en las valvulopatías antes mencionadas.

Como resultado de lo anterior obtuvimos las ecuaciones diferenciales que rigen los procesos de diástole y sístole del proceso cardiovascular para dichas patologías.

Palabras clave: Sistema cardiovascular, insuficiencias valvulares, hemodinámica, enseñanza, aprendizaje.

Abstract

Among the diseases of the cardiovascular system are the valvulopathies, which are diseases of the valves of the heart. Valvulopathies are divided into stenoses and insufficiencies or regurgitation.

In our work we will only take into account the regurgitations of the four valves, that is, tricuspid regurgitation, mitral regurgitation, pulmonary regurgitation and aortic regurgitation. A circuit was implemented with two ventricles and two separate atria of the systemic and pulmonary circulation, all with the objective of developing a simple educational strategy that allows through an electric circuit and the application of Kirchhoff's law of currents and the law of Ohm teach how to simulate the behavior of the diastole and systole processes of the cardiovascular system in the aforementioned valvular diseases.

As a result of the above we obtained the differential equations that govern the diastole and systole processes of the cardiovascular process for these pathologies.

Keywords: Cardiovascular system, valvular insufficiencies, hemodynamics, teaching, learning.

Katerina Caridad Gómez Pérez [1,a] / Ricardo José Silva Bustillos [2,b]/ Antonio José D'Alessandro Martínez [3,c]/ Ángela Sagrat Chikhani Coello [1,d]

Recibido el 29/Marzo/2018 // Aceptado el 29/Abril/2018

1 Universidad Simón Bolívar, Sede del Litoral.
2 Valencia College
3 Universidad Central de Venezuela
a Docente del Departamento de Tecnología Industrial
b Docente de Biología
c Docente de Fisiología de la Facultad de Medicina
d Departamento de Tecnología Industrial

Correspondencia
Katerina Caridad Gómez Pérez
Universidad Simón Bolívar, Sede del Litoral.
Email: kgomez@usb.ve
Caracas - Venezuela

Introducción

Las valvulopatías son las enfermedades propias de las válvulas del corazón. La función de las válvulas del corazón es abrirse y cerrarse correctamente durante el ciclo cardiaco. Esto permite el paso de la sangre de una cavidad a otra y que pueda avanzar sin retroceder.

Las válvulas pueden estropearse por infecciones, por traumatismos, por envejecimiento, entre otras causas. Hace años la causa fundamental era la fiebre reumática, una enfermedad infrecuente ahora en los países desarrollados.

Las cuatro válvulas del corazón que pueden tener enfermedades son:
Válvula mitral: separa la aurícula izquierda del ventrículo izquierdo
Válvula aórtica: separa el ventrículo izquierdo de la arteria aorta
Válvula pulmonar: separa el ventrículo derecho de la arteria pulmonar
Válvula tricúspide: separa la aurícula derecha del ventrículo derecho

Las valvulopatías se dividen en estenosis y en insuficiencias o regurgitación. En nuestro trabajo solo tomaremos en cuenta las regurgitaciones, las cuales explicaremos a continuación.

Regurgitación tricúspide:en esta patología también conocida como insuficiencia tricúspide o tricuspídea,hay un paso anormal de sangre desde el ventrículo derecho hacia la aurícula derecha en sístole por fallo de un cierre de la válvula tricúspide.

Regurgitación pulmonar:en esta valvulopatía, también denominada insuficiencia pulmonar, existe un flujo anormal de sangre desde la arteria pulmonar ventrículo derecho en diástole por fallo de la válvula pulmonar.

Regurgitación mitral: La regurgitación mitral, también llamada insuficiencia mitral, o incompetencia mitral,es una afección en que la válvula mitral del corazón no cierra bien, lo que hace que la sangre regrese a dicho órgano.

Regurgitación aórtica: La regurgitación aortica, también llamada insuficiencia aortica, o incompetencia aortica, es una enfermedad que ocurre cuando la válvula aórtica del corazón no cierra bien. La insuficiencia de la válvula aórtica permite que parte de la sangre que se bombeó desde la cavidad de bombeo principal del corazón (el ventrículo izquierdo) se devuelva nuevamente hacia este.

Los modelos matemáticos son herramientas de gran utilidad para la investigación y la comprensión de sistemas de cierta complejidad. Existen varios modelos para el estudio del sistema cardiovascular que mejorar el conocimiento del mismo en lo que a su fisiología se refiere. (1, 2, 3) Estos modelos permiten al usuario comprender de manera sencilla, los complejos mecanismos que gobiernan el funcionamiento del sistema cardiovascular tanto en condiciones normales como en condiciones patológicas. Los modelos descritos en, (1, 2, 3) están elaborados con circuitos electrónicos.

Los circuitos electrónicos, en este caso, se utilizan con dos propósitos: estudiar el comportamiento normal (4, 5, 6, 7) y el comportamiento patológico del sistema cardiovascular (8, 9, 10, 11). Modelar tanto las enfermedades cardiovasculares como el comportamiento normal de dicho sistema se ha logrado utilizando modelos complicados que se basan en la solución de complejos sistemas de ecuaciones y grandes circuitos.

El objetivo de este trabajo, así como su contenido general se basa en mostrar una forma sencilla de abordar la simulación de las regurgitaciones valvulares en el sistema cardiovascular utilizando un circuito electrónico bien sencillo y explicando los procesos de diástole y sístole de manera bien fácil de comprender y obtener las gráficas del comportamiento mecánico del sistema cardiovascular en dichas patologías de forma no invasiva.

Métodos

El circuito electrónico que se usó en nuestro trabajo para la explicación de los procesos del sistema cardiovascular es un circuito

simplificado, basado en los principios de analogías equivalentes entre los sistemas hidráulicos y los sistemas eléctricos, la ley de Ohm y la ley Kirchhoff de corrientes.

Un modelo basado en la comprensión de los fundamentos de la dinámica del flujo sanguíneo o hemodinámica es importante para estudiar el comportamiento normal del sistema cardiovascular y además diagnosticar enfermedades del mismo. Los modelos del sistema cardiovascular, en última instancia, ayudan a entender están condiciones y de esta forma mejorar los tratamientos.

De la gran gama de modelos existentes, los modelos de parámetros concentrados se han convertido en una forma fácil y práctica de analizar la hemodinámica del sistema cardiovascular. En general, los modelos cardiovasculares, están constituidos de dos conjuntos principales: el primero es el sistema hemodinámico, en el cual nos basaremos en este artículo y el segundo es el control nervioso autonómico, que no abordaremos aquí.

La hemodinámica de los vasos sanguíneos puede ser representada por la relación entre la presión arterial y el flujo sanguíneo en el sistema cardiovascular. En los modelos de parámetros concentrados los elementos hemodinámicos del sistema cardiovascular son caracterizados por elementos equivalentes representados por circuitos eléctricos, lo cual se conoce como analogías entre circuitos hidráulicos y eléctricos. (1,2)

El voltaje, la corriente, la carga, la resistencia y la capacitancia en el circuito electrónico son, respectivamente, equivalentes a la presión sanguínea, el flujo sanguíneo, el volumen, la resistencia y la compliance en el sistema cardiovascular.

La correlación entre las características eléctricas del sistema y sus contrapartes mecánicas son las siguientes:

1 Volt equivale a 10 mm de Hg (presión-voltage)

1μAs equivale a 100 ml (volumen-carga eléctrica)

1μA equivale a 100 ml/seg (flujo-corriente)

1μF equivale a 100ml/10 mmg (distensibilidad-capacitancia)

1MΩ equivale a 1U (resistencia-resistencia eléctrica)

1MΩ.seg equivale a 1U.seg (inertancia-inductancia)

Se partió de un modelo simple, elaborado a partir del modelo planteado en (5). El modelo que aquí se muestra posee las siguientes simplificaciones:

- El modelo solo está compuesto de las dos aurículas, los dos ventrículos, la circulación pulmonar, la circulación sistémica y las válvulas mitral, tricúspide, aórtica y pulmonar.

- El flujo sanguíneo tiene características Newtonianas.

- El modelo no tiene conexión con baro receptores, ni con el sistema nervioso central.

- Los vasos tanto de la circulación sistémica como de la circulación arterial se consideraron como cilindros simples de paredes elásticas.

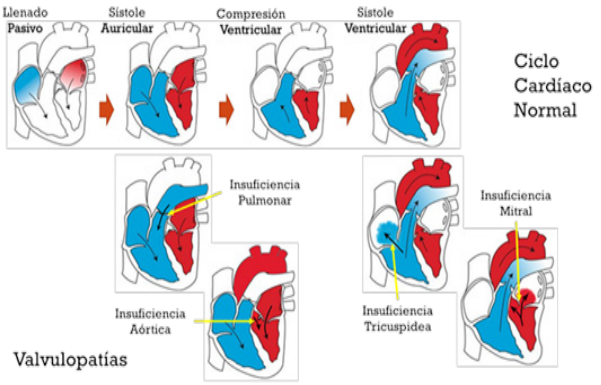
- Se aseguró mediante la inclusión de los diodos, por medio de los cuales se simularon las válvulas en los circuitos del modelo, que el flujo sanguíneo fuera unidireccional.

- Se utilizó una secuencia repetitiva con capacitancias constantes (aurículas y vasos) y elastancia contantes (ventrículos) para representar la sístole y la diástole en el modelo.

Resultados

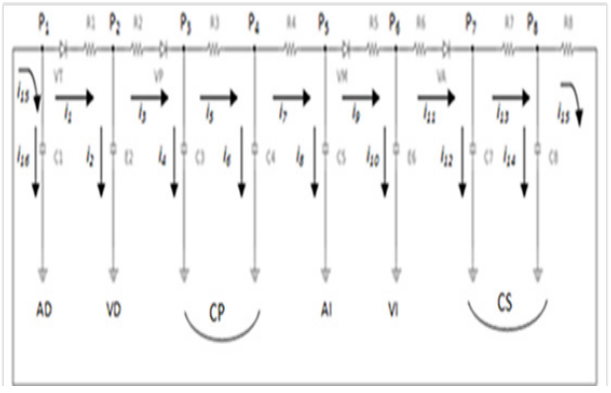
En la figura 1 se muestra una representación esquemática del comportamiento del ciclo cardíaco normal y durante las valvulopatías.

Figura 1. Ciclo Cardíaco Normal e insuficiencias o regurgitación valvular.



El modelo utilizado en este estudio se muestra en la figura 2 donde C1 es la aurícula derecha (AD), E2 es el ventrículo derecho (VD), C3 y C4 representan los vasos de la circulación pulmonar (CP), C5 es la aurícula izquierda (AI), E6 es el ventrículo izquierdo (VI); C7 y C8 son los vasos de la circulación sistémica (CS).

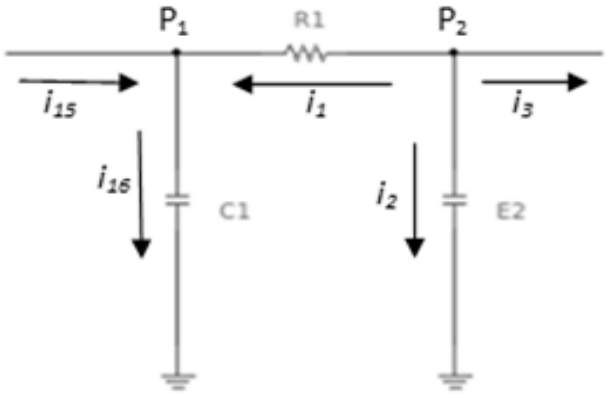
Figura 2. Modelo eléctrico utilizado este estudio, simplificado del modelo de Gómez y D'Alessandro (5).



Como mencionamos con anterioridad es importante simular los procesos cardiovasculares de la forma más adecuada posible. Con la estrategia docente que mostraremos a continuación, basada en la ley de Ohm y la ley de Kirchhoff de corrientes y la representación de circuitos equivalentes podemos lograr diseñar modelos del sistema cardiovascular y estudiar por medio de estas simples ecuaciones el comportamiento patológico del sistema, como describiremos en este caso.

Regurgitación tricúspide: En esta patología la válvula tricúspide no cierra adecuadamente, permitiendo que la sangre regurgite dentro de la aurícula derecha (C1), resultando un flujo de sangre bidireccional entre el ventrículo derecho (E2) y la aurícula derecha (C1), por lo que el diodo que representa a la válvula tricúspide se elimina y la corriente i1, se coloca en sentido contrario. El resto del circuito se mantiene como en condiciones normales. El diagrama circuital que representa a esta patología y las ecuaciones diferenciales que la describen se muestran a continuación.

Figura 3. Diagrama circuital de la regurgitación tricúspide.



Sístole

$$\frac{d}{dt}(P_1.C_1) = \frac{P_8}{R_8} - P_1\left(\frac{1}{R_8} - \frac{1}{R_2}\right) - \frac{P_2}{R_2} \quad (1)$$

$$\frac{d}{dt}\frac{P_2}{E_2} = \frac{P_1}{R_2} - P_2\left(\frac{1}{R_2} + \frac{1}{R_3}\right) + \frac{P_3}{R_3} \quad (2)$$

$$\frac{d}{dt}(P_3.C_3) = \frac{P_2}{R_2} - P_3\left(\frac{1}{R_2} - \frac{1}{R_3}\right) + \frac{P_4}{R_3} \quad (3)$$

$$\frac{d}{dt}(P_4.C_4) = \frac{P_3}{R_3} - P_4\left(\frac{1}{R_3} - \frac{1}{R_4}\right) + \frac{P_5}{R_5} \quad (4)$$

$$\frac{d}{dt}(P_5.C_5) = \frac{P_4}{R_4} - \frac{P_5}{R_5} \quad (5)$$

$$\frac{d}{dt}\frac{P_6}{E_6} = -\frac{P_6}{R_6} + \frac{P_7}{R_6} \quad (6)$$

$$\frac{d}{dt}(P_7.C_7) = \frac{P_6}{R_6} - P_7\left(\frac{1}{R_6} + \frac{1}{R_7}\right) + \frac{P_8}{R_7} \quad (7)$$

$$\frac{d}{d_t}(P_8.C_8)=\frac{P_7}{R_7} - P_8\left(\frac{1}{R_7}+\frac{1}{R_8}\right)+\frac{P_1}{R_8} \quad 8$$

Diástole

$i_3 = i_{11} = 0$, porque la válvula aórtica y pulmonar están cerradas respectivamente.

$$\frac{d}{d_t}(P_1.C_1)=\frac{P_8}{R_8} - P_1\left(\frac{1}{R_8}+\frac{1}{R_1}\right)+\frac{P_2}{R_1} \quad 9$$

$$\frac{d}{d_t}\frac{P_2}{E_2}=\frac{P_1}{R_1}\frac{P_2}{R_1} \quad 10$$

$$\frac{d}{d_t}(P_3 .C_3)=\frac{-P_3}{R_3}+\frac{P_4}{R_3} \quad 11$$

$$\frac{d}{d_t}(P_4.C_4)=\frac{P_3}{R_3} - P_4\left(\frac{1}{R_4}+\frac{1}{R_4}\right)+\frac{P_5}{R_4} \quad 12$$

$$\frac{d}{d_t}(P_5.C_5)=\frac{P_4}{R_4} - P_5\left(\frac{1}{R_4}+\frac{1}{R_5}\right)+\frac{P_6}{R_5} \quad 13$$

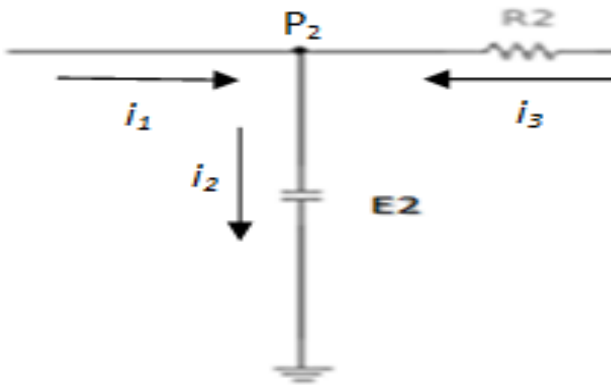
$$\frac{d}{d_t}\frac{P_6}{E_6}=\frac{P_5}{R_5}-\frac{P_6}{R_5} \quad 14$$

$$\frac{d}{d_t}(P_7 .C_7)=\frac{-P_7}{R_7}-\frac{P_8}{R_7} \quad 15$$

$$\frac{d}{d_t}(P_8.C_8)=\frac{P_7}{R_7} - P_8\left(\frac{1}{R_7}-\frac{1}{R_8}\right)+\frac{P_1}{R_8} \quad 16$$

Regurgitación pulmonar: En esta patología la válvula pulmonar no cierra adecuadamente, permitiendo que la sangre regurgite dentro del ventrículo izquierdo (E2), resultando un flujo de sangre bidireccional entre el ventrículo izquierdo (E2) y la arteria pulmonar (C3), por lo que el diodo que representa a la válvula pulmonar se elimina y la corriente i3, se coloca en sentido contrario. El resto del circuito se mantiene como en condiciones normales. El diagrama circuital que representa a esta patología y las ecuaciones diferenciales que la describen se muestran a continuación.

Figura 4. Diagrama circuital de la regurgitación pulmonar



Sístole

$i1 = i9 = 0$, porque la válvula tricúspide y mitral están cerradas respecivamente.

$$d\frac{(P_4.C_4)}{d_t}=\frac{P_8}{R_8}-\frac{P_1}{R_8} \quad 17$$

$$\frac{d}{d_t}\frac{P_2}{E_2}=\frac{P_3}{R_3}\frac{P_3}{R_2} \quad 18$$

$$\frac{d}{d_t}(P_3.C_3)=\frac{P_2}{R_2} - P_3\left(\frac{1}{R_2}-\frac{1}{R_3}\right)+\frac{P_4}{R_3} \quad 19$$

$$\frac{d}{d_t}(P_4.C_4)=\frac{P_3}{R_3} - P_4\left(\frac{1}{R_3}-\frac{1}{R_4}\right)+\frac{P_5}{R_5} \quad 20$$

$$\frac{d}{d_t}(P_5.C_5)=\frac{P_4}{R_4}-\frac{P_5}{R_5} \quad 21$$

$$\frac{d}{d_t}\frac{P_6}{E_6}=-\frac{P_6}{R_6}+\frac{P_7}{R_6} \quad 22$$

$$\frac{d}{d_t}(P_7.C_7)=\frac{P_6}{R_6} - P_7\left(\frac{1}{R_6}+\frac{1}{R_7}\right)+\frac{P_8}{R_7} \quad 23$$

$$\frac{d}{d_t}(P_8.C_8)=\frac{P_7}{R_7} - P_8\left(\frac{1}{R_7}+\frac{1}{R_8}\right)+\frac{P_1}{R_8} \quad 24$$

Diástole

$$\frac{d}{d_t}(P_1.C_1)=\frac{P_8}{R_8} - P_1\left(\frac{1}{R_8}+\frac{1}{R_1}\right)+\frac{P_2}{R_1} \quad 25$$

$$\frac{d}{d_t}\frac{P_2}{E_2}=\frac{P_1}{R_1}\frac{P_2}{R_2}\left(\frac{1}{R_1}\frac{1}{R_2}\right)-\frac{P_3}{R_2} \quad 26$$

$$\frac{d}{d_t}(P_3 .C_3)=\frac{-P_2}{R_2}+P_2\left(\frac{1}{R_1}-\frac{1}{R_2}\right)+\frac{P_4}{R_3} \quad 27$$

$$\frac{d}{d_t}(P_4.C_4)=\frac{P_3}{R_3}-P_4\left(\frac{1}{R_4}+\frac{1}{R_4}\right)+\frac{P_5}{R_4} \quad 28$$

$$\frac{d}{d_t}(P_5.C_5)=\frac{P_4}{R_4}-P_5\left(\frac{1}{R_4}+\frac{1}{R_5}\right)+\frac{P_6}{R_5} \quad 29$$

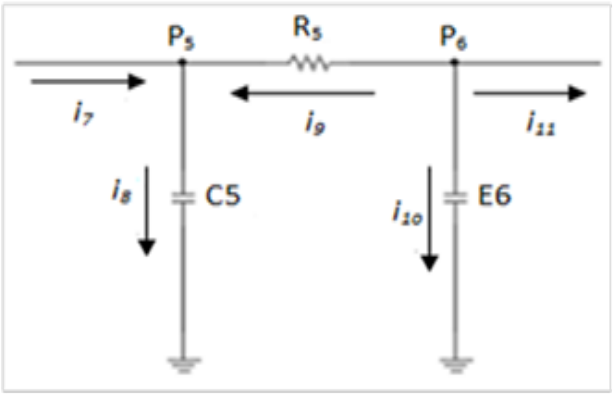
$$\frac{d}{d_t}\left(\frac{P_6}{E_6}\right)=\frac{P_5}{R_5}-\frac{P_6}{R_5} \quad 30$$

$$\frac{d}{d_t}(P_7.C_7)=\frac{-P_7}{R_7}-\frac{P_8}{R_7} \quad 31$$

$$\frac{d}{d_t}(P_8.C_8)=\frac{P_7}{R_7}-P_8\left(\frac{1}{R_7}-\frac{1}{R_8}\right)+\frac{P_1}{R_8} \quad 32$$

Regurgitación mitral: En esta patología la válvula mitral no cierra adecuadamente, permitiendo que la sangre regurgite dentro de la aurícula izquierda (C5), resultando un flujo de sangre bidireccional entre el ventrículo izquierdo (E6) y la aurícula izquierda (C5), por lo que el diodo que representa a la válvula tricúspide se elimina y la corriente i9, se coloca en sentido contrario. El resto del circuito se mantiene como en condiciones normales. El diagrama circuital que representa a esta patología y las ecuaciones diferenciales que la describen se muestran a continuación.

Figura 5. Diagrama circuital de la regurgitación mitral.



Sístole

$$\frac{d(P_1.C_1)}{d_t}=\frac{P_8}{R_8}-\frac{P_1}{R_8} \quad 33$$

$$\frac{d}{d_t}\left(\frac{P_2}{E_2}\right)=\frac{P_2}{R_2}-\frac{P_3}{R_2} \quad 34$$

$$\frac{d}{d_t}(P_3.C_3)=\frac{P_2}{R_2}-P_2\left(\frac{1}{R_2}-\frac{1}{R_3}\right)+\frac{P_4}{R_3} \quad 35$$

$$\frac{d}{d_t}(P_4.C_4)=\frac{P_3}{R_3}-P_4\left(\frac{1}{R_3}-\frac{1}{R_4}\right)+\frac{P_5}{R_5} \quad 36$$

$$\frac{d}{d_t}(P_5.C_5)=\frac{P_4}{R_4}-P_5\left(\frac{1}{R_3}-\frac{1}{R_4}\right)-\frac{P_6}{R_5} \quad 37$$

$$\frac{d}{d_t}\left(\frac{P_6}{E_6}\right)=-\frac{P_5}{R_5}-P_6\left(\frac{1}{R_5}-\frac{1}{R_6}\right)+\frac{P_7}{R_6} \quad 38$$

$$\frac{d}{d_t}(P_7.C_7)=\frac{P_6}{R_6}-P_7\left(\frac{1}{R_6}+\frac{1}{R_7}\right)+\frac{P_8}{R_7} \quad 39$$

$$\frac{d}{d_t}(P_8.C_8)=\frac{P_7}{R_7}-P_8\left(\frac{1}{R_7}+\frac{1}{R_8}\right)+\frac{P_1}{R_8} \quad 40$$

Diástole

$i_3=i_{11}=0$, porque la válvula aórtica y pulmonar están cerradas respectivamente

$$\frac{d}{d_t}(P_1.C_1)=\frac{P_8}{R_8}-P_1\left(\frac{1}{R_8}+\frac{1}{R_1}\right)+\frac{P_2}{R_1} \quad 41$$

$$\frac{d}{d_t}\left(\frac{P_2}{E_2}\right)=\frac{P_1}{R_1}-\frac{P_2}{R_1} \quad 42$$

$$\frac{d}{d_t}(P_3.C_3)=\frac{-P_3}{R_3}+\frac{P_4}{R_3} \quad 43$$

$$\frac{d}{d_t}(P_4.C_4)=\frac{P_3}{R_3}-P_4\left(\frac{1}{R_4}+\frac{1}{R_4}\right)+\frac{P_5}{R_4} \quad 44$$

$$\frac{d}{d_t}(P_5.C_5)=\frac{P_4}{R_4}-P_5\left(\frac{1}{R_4}+\frac{1}{R_5}\right)+\frac{P_6}{R_5} \quad 45$$

$$\frac{d}{d_t}\left(\frac{P_6}{E_6}\right)=\frac{P_5}{R_5}-\frac{P_6}{R_5} \quad 46$$

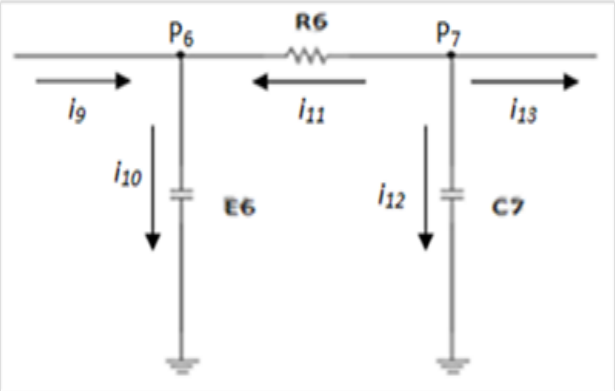
$$\frac{d}{d_t}(P_7.C_7)=\frac{P_7}{R_7}-\frac{P_8}{R_7} \quad 47$$

$$\frac{d}{d_t}(P_8.C_8)=\frac{P_7}{R_7}-P_8\left(\frac{1}{R_7}-\frac{1}{R_8}\right)+\frac{P_1}{R_8} \quad 48$$

Regurgitación aórtica: En esta patología la válvula aórtica no cierra adecuadamente, permitiendo que la sangre regurgite dentro del ventrículo izquierdo (E6), resultando un

flujo de sangre bidireccional entre el ventrículo izquierdo (E6) y la arteria aorta (C7), por lo que el diodo que representa a la válvula aórtica se elimina y la corriente i11, se coloca en sentido contrario. El resto del circuito permanece como en el comportamiento normal. El diagrama circuital que representa a esta patología y las ecuaciones diferenciales que la describen se muestran a continuación.

Figura 6. Diagrama circuital de la regurgitación aórtica



Sístole

$i1 = i9 = 0$, porque la válvula tricúspide y mitral están cerradas respecivamente.

$$\frac{d(P_4.C_4)}{dt} = \frac{P_8}{R_8} - \frac{P_4}{R_8} \quad 49$$

$$\frac{d}{dt}\left(\frac{P_2}{E_2}\right) = \frac{P_3}{R_3} - \frac{P_3}{R_2} \quad 50$$

$$\frac{d}{dt}(P_3.C_3) = \frac{P_2}{R_2} - P_3\left(\frac{1}{R_2} - \frac{1}{R_3}\right) + \frac{P_4}{R_3} \quad 51$$

$$\frac{d}{dt}(P_4.C_4) = \frac{P_3}{R_3} - P_4\left(\frac{1}{R_3} - \frac{1}{R_4}\right) + \frac{P_5}{R_5} \quad 52$$

$$\frac{d}{dt}(P_5.C_5) = \frac{P_4}{R_4} - \frac{P_5}{R_5} \quad 53$$

$$\frac{d}{dt}\left(\frac{P_6}{E_6}\right) = -\frac{P_6}{R_6} + \frac{P_7}{R_6} \quad 54$$

$$\frac{d}{dt}(P_7.C_7) = \frac{P_6}{R_6} - P_7\left(\frac{1}{R_6} + \frac{1}{R_7}\right) + \frac{P_8}{R_7} \quad 55$$

$$\frac{d}{dt}(P_8.C_8) = \frac{P_7}{R_7} - P_8\left(\frac{1}{R_7} + \frac{1}{R_8}\right) + \frac{P_1}{R_8} \quad 56$$

Diástole

$$\frac{d}{dt}(P_1.C_1) = \frac{P_8}{R_8} - P_1\left(\frac{1}{R_8} + \frac{1}{R_1}\right) + \frac{P_2}{R_1} \quad 57$$

$$\frac{d}{dt}\left(\frac{P_2}{E_2}\right) = \frac{P_1}{R_1} - \frac{P_2}{R_1} \quad 58$$

$$\frac{d}{dt}(P_3.C_3) = -\frac{P_3}{R_3} + \frac{P_4}{R_3} \quad 59$$

$$\frac{d}{dt}(P_4.C_4) = \frac{P_3}{R_3} - P_4\left(\frac{1}{R_4} + \frac{1}{R_4}\right) + \frac{P_5}{R_4} \quad 60$$

$$\frac{d}{dt}(P_5.C_5) = \frac{P_4}{R_4} - P_5\left(\frac{1}{R_4} + \frac{1}{R_5}\right) + \frac{P_6}{R_5} \quad 61$$

$$\frac{d}{dt}\left(\frac{P_6}{E_6}\right) = \frac{P_5}{R_5} - P_6\left(\frac{1}{R_5} - \frac{1}{R_6}\right) - \frac{P_7}{R_6} \quad 62$$

$$\frac{d}{dt}(P_7.C_7) = \frac{P_6}{R_6} + P_7\left(\frac{1}{R_6} - \frac{1}{R_7}\right) + \frac{P_8}{R_7} \quad 63$$

$$\frac{d}{dt}(P_8.C_8) = \frac{P_7}{R_7} - P_8\left(\frac{1}{R_7} - \frac{1}{R_8}\right) + \frac{P_1}{R_8} \quad 64$$

A partir de las simulaciones realizadas se obtuvieron los siguientes gráficos del comportamiento mecánico del sistema cardiovascular, seleccionando en este caso dos de las valvulopatías analizadas. Dichos gráficos se observan en las figuras 7 y 8.
Como puede observarse las gráficas obtenidas con nuestro modelo son muy parecidas a las del comportamiento real.

Figura 7. Gráfica del ciclo presión volumen para la regurgitación mitral, (A) obtenido del modelo (B) descrito en la literatura especializada.

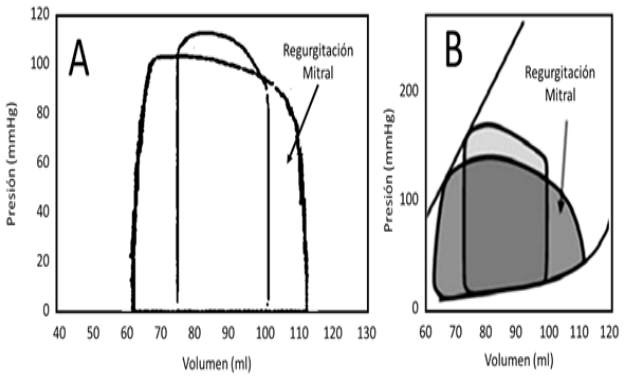
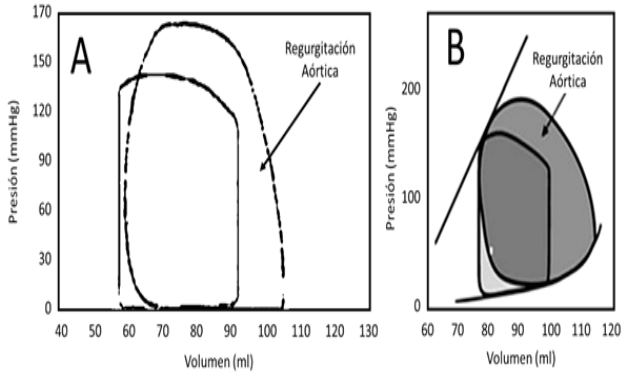


Figura 8. Gráfica del ciclo presión volumen para la insuficiencia aórtica(a) obtenido del modelo (b) descrito en la literatura especializada.



Discusión

Con la simulación se obtuvo el ciclo presión-volumen dos de las valvulopatías mencionadas anteriormente, observándose un comportamiento muy semejante a los resultados obtenidos por procedimientos invasivos.

Regurgitación o Insuficiencia mitral: Comparando los bucles de las figuras 7 (A) y la figura 7 (B), concluimos que cuando el ventrículo se contrae, la sangre no es eyectada totalmente hacia la aorta, sino que parte regresa a la aurícula izquierda. Esto causa que el volumen y la presión auricular izquierda se incrementen durante la sístole ventricular. Se puede notar en el gráfico presión-volumen, que no existe una verdadera fase de contracción isovolumétrica porque la sangre comienza a fugarse hacia la aurícula izquierda antes que la válvula aórtica se abra, por lo cual el volumen ventricular se reduce progresivamente. Debido a la regurgitación mitral, la postcarga ventricular izquierda se reduce (la resistencia al flujo eyectivo decrece) de manera tal que el volumen sistólico final puede ser menor que lo normal, sin embargo, este puede aumentar si el corazón entra en un fallo sistólico. La fase de relajación isovolumétrica no existe porque cuando el ventrículo comienza a relajarse, la válvula mitral continúa parcialmente abierta por lo que el flujo de sangre continúa ingresando a la aurícula izquierda siempre que la presión intraventricular izquierda sea mayor que la presión auricular izquierda. El efecto neto de estos cambios es que el ancho del gráfico presión-volumen se incrementa aumentando el volumen latido que en este caso incluye el volumen de sangre eyectado hacia la aorta, así como también el volumen eyectado hacia la aurícula izquierda.

Regurgitación (o Insuficiencia) aórtica: Comparando los resultados de la figura 8 (A) con la curva representada en la figura 8 (B), se observa que la válvula aórtica no se cierra completamente, como ocurriría en la situación normal, al final de la expulsión ventricular (final de la sístole). Como el ventrículo se relaja durante la diástole, la sangre fluye desde la aorta y regresa hacia el ventrículo (debido a la inversión normal del gradiente de presión y a que la válvula aórtica está anormalmente algo abierta). Por lo tanto, la fase de relajación ya no es isovolumétrica, porque el volumen ventricular aumenta. Una vez que la válvula mitral se abre, ocurre el llenado del ventrículo izquierdo la sangre continúa fluyendo desde la aorta hacia el ventrículo durante toda la diástole porque la presión aórtica es mayor que la presión ventricular durante toda esta fase. Esto aumenta mucho el llenado ventricular de manera que el volumen diastólico final aumenta como se observa en el gráfico. El incremento del volumen diastólico final (aumento de la precarga) aumenta la fuerza de contracción y por lo tanto el volumen latido, como se muestra. El pico de la presión ventricular izquierda también aumenta debido a la gran cantidad de volumen latido eyectado hacia la aorta.

Referencias

1. Antoine Pironet, Thomas Desaive, Pierre C. Dauby, J. Geoffrey Chase & Paul D. Docherty. (2015). Parameter Identification Methods in a Model of the Cardiovascular System. IFAC-PapersOnLine. Volume 48, Issue 20, Pages 366-371. Fecha de revisión: Abril de 2018.
2. Keshavarz-Motamed Z, Edelman E, Motamed P et al. (2015). The role of aortic compliance in determination of coarctation severity: Lumped parameter modeling, in vitro study and clinical evaluation, J Biomech 48 (16):4229–4237.
3. Bell David R. An Overview of the Cardiovascular System and Hemodynamics. (2015). PART IV: CARDIOVASCULAR PHYSIOLOGY. CHAPTER 11: An Overview of the Cardiovascular System and Hemodynamics.https://pdfs.semanticscholar.org/a102/b25a8c6b74b97b4bfc8e6d5391aa95308925.pdf. Fecha de Revisión; Abril 2018.
4. González Rojas Karla, Santana Jiménez Edwin Ángel, et. al. (2016). MODELADO MATEMÁTICO DEL SISTEMA CARDIOVASCULAR. Congreso Internacional de Investigación Tijuana. Revista Aristas: Ciencia Básica y Aplicada. ISSN 2007-9478, Vol. 5, Núm. 9.
5. Audebert Chloé, Petru Bucur, Eric Vibert, Jean-Frédéric Gerbeau & Irene Vignon-Clementel (2015). Closed loop cardiovascular system model and partial hepatectomy simulation. 4th International Conference on Computational and Mathematical Biomedical Engineering - CMBE, Jun, Cachan, France.
6. Gómez Pérez Katerina, D' Alessandro Martínez Antonio & Ángela Chikhani. (2016) MOOC: Comportamiento mecánico del Sistema Cardiovascular. 14th LACCEI International Multi-Conference for Engineering, Education, and Technology: "Engineering Innovations for Global Sustainability", 20-22 July, San José, Costa Rica.
7. Graff RW, Leiffer PR. Demonstration of Electrical Principles in the Classroom by Hydraulic Analogues. En 2013 [citado 23 de octubre de 2018]. p. 23.371.1-23.371.9. Disponible en: https://peer.asee.org/demonstration-of-electrical-principles-in-the-classroom-by-hydraulic-analogues
8. Ryu J, Hu X, Shadden S. (2015). A coupled lumped parameter and distributed network model for cerebral pulse-wave hemodynamics, J Biomech Eng 137 (10):2655–2666, 2015.
9. Frolov S.V., Sindeev S.V. (2017). A lumped parameter model of cardiovascular system with pulsating heart for diagnostic studies. Journal of Mechanics in Medicine and Biology Vol. 17, No. 5, 1750056 (21 pages).
10. Naik, Ketan. (2017). Mathematical Modeling of Human Cardiovascular System: A Lumped Parameter Approach and Simulation. International Journal of Mathematical, Computational, Physical, Electrical and Computer Engineering. 11. 73-84
11. Abdi M, Karimi A, Navidbakhsh M et al., (2015). A lumped parameter mathematical model to analyze the effects of tachycardia and bradycardia on the cardiovascular system, Int J Numer Model Electron Netw, Devices Fields 28(3):346–357.
12. Gómez Pérez Katerina, D' Alessandro Martínez Antonio, Ángela Chikhani (2016). MOOC: Capacitación de docentes para reconocer las similitudes entre los modelos cardiovasculares con los sistemas hidráulicos y eléctricos.http://acceso.virtualeduca.red/documentos/ponencias/puerto-rico/1320-b68c.pdf. Fecha de Revisión: Abril 2018.